

WOUND COATING MATERIAL**Publication number:** JP4272764**Publication date:** 1992-09-29**Inventor:** KOIDE MIKIO; ONISHI MASATO**Applicant:** TERUMO CORP**Classification:**

- international: A61F13/00; A61L2/16; A61L15/16; A61L15/44;
A61F13/00; A61L2/16; A61L15/16; (IPC1-7):
A61F13/00; A61L2/16; A61L15/16; A61L15/44

- European:**Application number:** JP19910032878 19910227**Priority number(s):** JP19910032878 19910227**Report a data error here****Abstract of JP4272764**

PURPOSE:To solve problems, such as fixing of a base material to a wound surface, reabsorption of a bleeding out liquid to the wound surface and infection of the wound surface with bacteria, with the wound coating material for protecting tranumatic adermia wounds, etc. **CONSTITUTION:**The above-mentioned purposes are achieved by forming the hydrophilic polymer of alkoxyalkylacrylate or alkyl acrylamide by chemical bonding on the surface of the film of a thermoplastic polyurethane elastomer to provide moisture permeability together with high steam permeability and stretchability and further allowing silver, copper, zinc, etc., which are metals having an antimicrobial property to exist in this film.

Data supplied from the **esp@cenet** database - Worldwide

(19)日本国特許庁 (J P)

(12) 公 開 特 許 公 報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開平4-272764

(43)公開日 平成4年(1992)9月29日

| (51)Int.Cl. ⁵ | 識別記号 | 庁内整理番号 | F I | 技術表示箇所 |
|--------------------------|-------|---------|---------------|--------|
| A 6 1 L 15/16 | | | | |
| A 6 1 F 13/00 | 3 0 5 | 7108-4C | | |
| A 6 1 L 2/16 | A | 7108-4C | | |
| | | 7108-4C | A 6 1 L 15/01 | |
| | | 7108-4C | 15/03 | |

審査請求 未請求 請求項の数5(全 6 頁) 最終頁に続く

| | | | |
|----------|-----------------|---------|---|
| (21)出願番号 | 特願平3-32878 | (71)出願人 | 000109543 テルモ株式会社 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目44番1号 |
| (22)出願日 | 平成3年(1991)2月27日 | (72)発明者 | 小出 幹夫 神奈川県足柄上郡中井町井ノ口1500番地 テルモ株式会社内 |
| | | (72)発明者 | 大西 誠人 神奈川県足柄上郡中井町井ノ口1500番地 テルモ株式会社内 |
| | | (74)代理人 | 弁理士 八田 幹雄 (外1名) |

(54)【発明の名称】 創傷被覆材

(57)【要約】

【目的】外傷性皮膚欠損創等を保護する創傷被覆剤において、基剤が創面に固着したり、滲出液の創傷面への再吸収や細菌の感染という問題を解決する。

【構成】熱可塑性ポリウレタンエラストマーの膜の表面に化学的結合によりアルコキシアクリレートまたはアルキルアクリルアミドの親水性ポリマーを形成し、高い水蒸気透過性および伸縮性ととも水分透過性を持たせ、さらに該膜に抗菌性の有る金属である銀、銅、亜鉛等を存在させることにより上記目的を達成する。

【特許請求の範囲】

【請求項1】 熱可塑性ポリウレタンエラストマーの膜の表面に親水性ポリマーを化学的結合により形成させたことを特徴とする創傷被覆材。

【請求項2】 該膜の水蒸気透過率が $500 \sim 10,000 \text{ g/m}^2 \cdot 24 \text{ hr}$ である請求項1に記載の創傷被覆材。

【請求項3】 親水性ポリマーがアルコキシアルキルアクリレートホモポリマーまたはコポリマー、またはアルキルアクリルアミドホモポリマーまたはコポリマーである請求項1または請求項2に記載の創傷被覆材。

【請求項4】 アルコキシアルキルアクリレートがメトキシエチルアクリレートで、アルキルアクリルアミドがジメチルアクリルアミドである請求項3に記載の創傷被覆材。

【請求項5】 該膜に抗菌性を有する金属である銀、銅または亜鉛を蒸着して抗菌性をもたせた請求項1～4のいずれか一つに記載の創傷被覆材。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【産業上の利用分野】 本発明は、創傷被覆材に関するものである。詳しく述べると、創傷、熱傷等による皮膚欠損受傷の際、該皮膚欠損部位に適用され、かつ該皮膚欠損部位と接する創面を水和潤滑状態にし、表皮再生を促進する創傷被覆材に関する。

【0002】

【従来の技術】 外傷性の皮膚創傷および採皮創傷等の創傷および疾患に伴う創部に対する創傷保護および治療方法としては、大別して創傷部を乾燥状態に保ち、痂皮を形成させて治癒を行なういわゆるドライドレッシングと、適度な湿潤環境を作り出し、速やかな皮膚細胞の遊走を行なうウェットドレッシングとが知られており、後者は、創傷の治癒も速やかであり、創傷部表面の乾燥壊死が少なく、創面の保護効果も有することなどが知られている。

【0003】 しかしながら、ウェットドレッシングの一方法であるサージカルドレープを用いる方法では、滲出液の貯留が多く、創面に再吸収されるおそれがあり、また感染の危険も大きく、接着剤が直接創面と接するため、創傷治癒に有害と思われる問題点があることが指摘されている。また、創面から剥がれ易いこともあり、創面と接する部分に小さな突起を付けたものがあるが、逆に除去困難という欠点を有するなど問題があった。

【0004】 これらの問題点を解決するため、近年では被覆材が創傷部と接触し得る部位にコラーゲン、キチン、フィブリン等の生体高分子を用いるもの、あるいはゴム系の素材中に保湿成分を分散させて密着、非癒着、高含水状態の確保等を図ったもの、さらには、本発明者らが以前提案した創傷部に接触し得る部位の少なくとも一部が撥水性物質により被覆された生体適合性のヒドロ

ゲル形成性の支持層（例えば、カルボキシメチルセルロース、アルギン酸塩系、ヒアルロン酸塩系、ポリ（メタ）アクリル酸塩系）と、該支持層の創傷部に接触し得る部位とは反対側に形成された水分透過調節層とからなる創傷被覆材（特開昭62-18376号公報）等があり、一定の効果をおさめている。

【0005】 一方、ドライドレッシングとしては多孔質高分子膜があるが、この場合、ドレッシングが創面に固着してしまい、剥がす際に出血を伴うため、最近では、創面と接触する部位には非粘着性の多孔質フィルム（Mellin, Smith & Nephew Limited の登録商標）を使用したドレッシングが市販されている。

【0006】 これら従来より用いられている創傷被覆材のひとつとして、ポリウレタン製の被覆材があり、水蒸気透過性や伸縮性には優れているが、液体の透過性が悪かった。そのため、創傷を覆っても創面からの滲出液が、被覆材と創面の間に溜ってしまい、滲出液の創面への再吸収や感染症等の虞もある。

【0007】 また、創傷面や傷口の縫合部では感染が起こりやすいため、抗菌剤を含有したクリーム基剤を使用して感染防止を行なっている。しかし、抗菌剤をガーゼに塗り込んだ場合、滲出液とともにガーゼ包帯に約57%が染込み、創面に約21%しか到達しない。またクリーム基剤では毎日のように創面に塗り込む等操作上面倒である。

【0008】

【発明が解決しようとする課題】 しかしながら、上記従来の被覆材でも、ある程度の効果を有しているものの、創傷部と接触する部分の生体適合性を有する基剤層の形成に用いられている材料が分解、脱落しやすく、創傷被覆材としての使用時における物性に問題があり、さらにその分解離脱物が、生体に異物として認識されることがあり、創傷部の治癒を遅延させる危険性があった。また、支持層の創傷部に接触し得る部位とは反対側に形成される水分透過調節層は、適度な水分透過能と細菌侵入阻止能を必要とするが、この両者の性質を満足させる材料はかなり限定されるものであった。さらに、広範囲熱傷や第3度熱傷では感染が起こりやすいため、抗菌剤を含有したクリーム基剤を使用して感染防止を行なっている。しかし、そのうち滲出液とともにガーゼ包帯に約57%が染込み、創面に約21%しか到達しない。またクリーム基剤では毎日のように創面に塗り込む等操作上面倒である。

【0009】 したがって、本発明の目的は、創面への良好な密着性を有し、創傷部と接触しても容易に分解、離脱することがなく、水蒸気透過性と液体透過性を兼ね、かつ創面において適度な湿り気を保ち、創傷部の治癒、特に表皮再生が促進され、創傷部の早期の治癒を行なうことができる創傷被覆材を提供することにある。

【0010】 本発明の他の目的は、該創傷被覆材に抗菌

性を付与し、外部からの感染防止および創面が細菌により汚染されている場合にも適応することができる創傷被覆材を提供することにある。

【0011】

【課題を解決するための手段】上記目的は、熱可塑性ポリウレタンエラストマーの膜の表面に親水性ポリマーの層を化学的結合により形成したことを特徴とする創傷被覆材によって達成される。

【0012】本発明は、熱可塑性ポリウレタンエラストマーの膜の水蒸気透過率が $500 \sim 10,000 \text{ g/m}^2 \cdot 24 \text{ hr}$ である創傷被覆材である。本発明はまた、該親水性ポリマーがポリアルコキシルアクリレートあるいはポリアルキルアクリルアミドである創傷被覆材である。本発明さらに、親水性ポリマーがアルコキシルアクリレートのホモポリマーまたはコポリマーで、アルキルアクリルアミドのホモポリマーまたはコポリマーである創傷被覆材である。本発明は、アルコキシルアクリレートがメトキシエチルアクリレートで、アルキルアクリルアミドがジメチルアクリルアミドである。

【0013】上記目的は、上記創傷被覆材の親水性ポリマー層上に抗菌性を有する金属である銀、銅または亜鉛を蒸着して抗菌性をもたせたことを特徴とする創傷被覆材によっても達成される。

【0014】

【作用】本発明の創傷被覆剤は、上記のように熱可塑性エラストマーの膜に親水性ポリマー層を化学的結合により形成することにより、創面によく密着して傷口への感染を防止するとともに、皮膚欠損部位に接する面を水和潤滑状態にして、皮膚再生を促進することができる。また、この親水性ポリマー層上に抗菌性を有する金属を存在させることにより優れた効果が得られる。

【0015】本発明に用いられる熱可塑性エラストマーは、いかなるものであっても良いが、その代表的なものとしては、熱可塑性スチレン-ジエンブロックコポリマー、熱可塑性ポリエステル-エーテルコポリマー、熱可塑性ポリウレタンエラストマー等があり、好ましくは、熱可塑性ポリウレタンエラストマーである。

【0016】熱可塑性ポリウレタンエラストマーは、ハードセグメントとしてのジイソシアナート、例えば、エチレンジイソシアナート、ヘキサメチレンジイソシアナート、トリレンジイソシアナート、フェニレンジイソシアナート、ジメチルジフェニルメタンジイソシアナート、イソホロンジイソシアナート、4,4'-ジフェニルメタンジイソシアナート等で、熱可塑性ポリウレタンエラストマーには、4,4'-ジフェニルメタンジイソシアナートが好ましく用いられ、ソフトセグメントとしてのポリオール、例えば、ポリアルキレンポリオール、ポリエーテルポリオール、ポリカプロラクタム、ポリカーボナート等と、さらに鎖延長剤となるエチレングリコー

ル、プロピレングリコール、1,4-ブタンジオール、ブタンジオール等よりなるセグメント化ポリウレタンであり、ごく一般的に用いられているものでよく特に限定するものではないが、医療用として用いられている熱可塑性ポリウレタンエラストマーの成分としてのポリオールは、好ましくは、ポリエーテルポリオールである。しかし、本発明において使用される熱可塑性エラストマー膜の厚みは $10 \sim 200 \mu\text{m}$ 、好ましくは $30 \sim 50 \mu\text{m}$ である。即ち $10 \mu\text{m}$ 未満では基剤としての機械的強度が不十分であり、一方、 $200 \mu\text{m}$ を越えると水蒸気の透過が困難となるからであるばかりでなく、コスト高ともなるからである。

【0017】一般に医療用に用いられている熱可塑性ポリウレタンエラストマーは高い水蒸気透過性を得るため、ソフトセグメントとなるポリオールに親水性のポリオールを用いているが、本発明に用いる熱可塑性ポリウレタンエラストマーは特に高い水蒸気透過性を有している必要はない。このため、熱可塑性エラストマーの水蒸気透過率は $500 \sim 10,000 \text{ g/m}^2 \cdot 24 \text{ hr}$ 、好ましくは $2,000 \sim 5,000 \text{ g/m}^2 \cdot 24 \text{ hr}$ である。

【0018】本発明には、該膜に高い水蒸気透過性を与えるため、熱可塑性エラストマーの膜に化学的結合により親水性ポリマーを形成することにより解決している。

【0019】さらに本発明は、従来の熱可塑性ポリウレタンエラストマーが水蒸気透過性や伸縮性に優れているが、液体の透過性が悪いという点についてもこの親水性ポリマーを形成することにより、優れた水蒸気透過性や伸縮性はそのまま液体の透過性を改善することができる。また、熱可塑性ポリウレタンエラストマー膜が、多孔質あるいは無孔質に限定されない。

【0020】本発明方法において、親水性ポリマー層を熱可塑性エラストマーに化学的に結合する方法としては、化学的グラフト法、放射線グラフト法またはグロー放電グラフト法等により親水性モノマーを重合させることにより行なわれる。本発明においては、グロー放電グラフト法の一つであるプラズマ開始表面グラフト法が好ましく用いられる。

【0021】本発明で用いられる親水性モノマーとしては、アクリル酸、2-ヒドロキシエチル(メタ)アクリレート、2-ヒドロキシプロピル(メタ)アクリレート、3-ヒドロキシプロピル(メタ)アクリレート等のヒドロキシルアルキル(メタ)アクリレート、メトキシエチル(メタ)アクリレート、エトキシエチル(メタ)アクリレート等のアルコキシルアルキルアクリレート、エチルアミノエチル(メタ)アクリレート、ジメチルアミノエチル(メタ)アクリレート、ジエチルアミノエチル(メタ)アクリレート、ジメチルアミノプロピル(メタ)アクリレート等のアルキルアミノアルキル(メタ)アクリレート、アクリルアミド、メタクリルアミド、ジ

アセトン（メタ）アクリルアミド、ジメチルアクリルアミド、ジエチルアクリルアミド、ジメチルメタクリルアミド、ジエチルメタクリルアミド等のジアルキル（メタ）アクリルアミド、ビニルシラン、ビニルピリジン等で、これらのモノマーの1種または2種以上が使用され、好ましくは、グラフト重合が容易で、しかも生体適応性が良好な点から、アルコキシアルキルアクリレートおよび／またはアルキルアクリルアミドである。

【0022】プラズマ開始表面グラフト重合は、アルゴン、窒素、空気、水素等の雰囲気中で、0.01～0.5 torr、好ましくは0.1～0.2 torrの圧力下にプラズマを1～300秒間、好ましくは5～20秒間照射し、その時同時にあるいはその後、前記親水性モノマーをガス状または液状で供給し、15～50℃、好ましくは20～25℃の温度で1～200分間、好ましくは2～10分間反応に供することにより行なわれる。

【0023】本発明に用いられる抗菌性を有する金属としては、銀、銅、亜鉛等であるが、抗菌性の点から銀が好ましい。膜表面に存在させる金属は、2種類以上あっても良いし、または、酸化銀（1価）、酸化銀（2価）、酸化銅（1価）、酸化銅（2価）、酸化亜鉛、酸化鉄亜鉛、酸化鉄銅等の酸化物、塩化銀、塩化銅（1価）、塩化亜鉛、臭化銀、臭化銅（1価）、ヨウ化銀、ヨウ化銅（2価）等のハロゲン化合物等の状態であっても良い。なお、これら金属を該膜に存在させる方法としては、スパッタリング法、イオンビーム法、真空蒸着等があり、好ましくは、真空蒸着を用い、アルゴン、窒素等の雰囲気中で、 10^{-2} ～ 10^{-6} torr、好ましくは 10^{-4} ～ 10^{-6} torrの圧力下で、蒸着させる金属を10～30℃、好ましくは15～25℃の温度にし、蒸着させる金属と蒸着する試料のあるベルジャーとを仕切るシャッターを0.5秒～10分間、好ましくは2～50秒間開き、金属を所定量蒸着させる。

【0024】存在させる金属の量については、特に限定されないが、コスト面あるいは溶出金属による2次汚染等の点から、膜表面のX線光電子スペクトルによる金属原子／炭素原子比が0.02～5.0の範囲内にあるものが良く、さらに好ましくは0.1～2.0である。金属原子／炭素原子比が5.0を越えると、膜表面での金属存在比が過剰となり、抗菌性を有するものの、孔径が、付着した金属により縮小して、膜本来の水蒸気透過性が失われてしまう。また、過剰に金属が付着してこの金属が薄膜化してしまうと、孔が閉塞されたり、金属層が衝撃等で剥離するばかりか、非経済的である。逆に金属原子／炭素原子比が0.02未満であると、安定した抗菌性が失われる虞がある。

【0025】本発明の創傷被覆材は、例えば次のようにして製造される。

【0026】まず、溶媒、例えばテトラヒドロフランとジメチルホルムアルデヒドの混合溶液に熱可塑性エラス

トマー、例えば熱可塑性ポリウレタンエラストマーを溶解させて、熱可塑性エラストマー溶液、例えばポリウレタン溶液を得る。次いで、このポリウレタン溶液を離型紙、例えばシリコン系の剥離紙上に、精密層状化工具（アプリーケーター）を用いて、一様な厚さで層状化する。塗布した後、室温で放置し、さらに60～100℃の乾燥機に移し、そこで1～10時間、好ましくは2～4時間硬化させ、熱可塑性エラストマー膜、例えばポリウレタン膜を得る。乾燥後の膜厚は特に限定されないが、好ましくは10～200 μm 、特に30～50 μm である。該膜に親水性モノマー、例えばメトキシエチルアクリレートプラズマ開始表面グラフト重合し、親水性を付与した熱可塑性エラストマー膜、例えばポリウレタンエラストマー膜を得ることができる。

【0027】

【実施例】つぎに実施例を挙げて本発明をさらに詳細に説明する。

【0028】実施例1

テトラヒドロフラン（THF）114gとジメチルホルムアルデヒド（DMF）6gの混合溶液（THF/DMF 95/5）にウレタン樹脂（レザーミンP-2045R、大日精化株式会社製）を溶解させ、20重量%ポリウレタン溶液を得た。この20重量%ポリウレタン溶液をシリコン系の剥離紙上に、精密層状化工具（アプリーケーター）を用いて、一様な厚さで層状化した。塗布した後、室温で15分放置し、さらに100℃の乾燥機に移し、そこで2～3時間硬化させた。なお、ポリウレタン溶液の濃度が20重量%で、アプリーケーターの日盛りを10に設定すると乾燥後には、ポリウレタン膜の膜厚は約30 μm であった。

【0029】この膜にメトキシエチルアクリレートをプラズマ開始表面グラフト重合する。まず、アルゴンの雰囲気中で、0.1～0.2 torrまで減圧しプラズマを10～15秒間照射し、その時同時に、メトキシエチルアクリレートをガス状で供給し、25℃の温度で5分間反応させた。

【0030】これによりグラフト率18%のポリウレタンエラストマー膜の創傷被覆材を得た。

【0031】実施例2

まず実施例1と同様の方法により厚さ30 μm のポリウレタン膜を得た。この膜にジメチルアクリルアミドをプラズマ開始表面グラフト重合する。まず、アルゴンの雰囲気中で、0.1～0.2 torrまで減圧しプラズマを10～15秒間照射し、その時同時に、ジメチルアクリルアミドをガス状で供給し、25℃の温度で5分間反応させた。

【0032】これによりグラフト率16%のポリウレタンエラストマー膜の創傷被覆材を得た。

【0033】試験例1

実施例1および2の親水性を付与したポリウレタンエラ

ストマー膜と親水性を付与していないポリウレタンエラストマー膜（実施例1および2に用いたものと同じもの）について水分透過試験を行なった（小原一則 他、基礎と臨床16（2）617～625（1982）参照）。

【0034】まず直径90mmの蓋付シャーレに生理食塩水50mlを入れ、70mm（タテ）×70mm（ヨコ）×20mm（タカサ）の大きさのスポンジを浸し、スポンジに生理食塩水を充分含ませる。このスポンジの上を70mm×75mmのサンプルで被覆し、さらにその上に50mm×50mmのガーゼ（白十字株式会社製）8枚（約4g）を重ねた。ついでシャーレの蓋と重し（合せて約10g）で圧迫し、温度26℃、湿度48%にて放置した。

【0035】測定は、ガーゼの重量を試験前および経時的に精秤した。結果を図1に示す。図1から明らかなように、未処理の熱可塑性ポリウレタンエラストマー膜よりも親水化処理した熱可塑性ポリウレタンエラストマー膜の方が水分透過速度が著しく促進された。一般に膜の透過度試験としては、JIS規格（JISZ-0208）の方法を使用しているが、傷の創面に直接創傷被覆材を適用することから水分透過試験の方が評価方法としてふさわしい。

【0036】実施例3

実施例1および2の親水性を付与したポリウレタンエラストマー膜に銀を真空蒸着した。この真空蒸着は、まず親水性を付与したポリウレタンエラストマー膜を真空蒸着用のベルジャーに設置し、 10^{-5} torrにまで減圧した後、蒸発源である銀を約20℃にし、シャッターを開いて所定時間銀を真空蒸着した。これにより親水性を付与し銀を蒸着したポリウレタンエラストマー膜の創傷被覆材を得た。

【0037】試験例2

実施例3で得た親水性を付与し銀を蒸着させたポリウレタンエラストマー膜の抗菌性を測定した。銀を蒸着させたポリウレタンエラストマー膜から1cm²を取り、緑膿菌を塗布したミュエラー ヒントン アガー(Mueller Hinton Agar)の培地上に置き、温度37℃、湿度90%で、18時間放置し、緑膿菌の存在について阻止円法により評価を行なった。結果を表1に示す。

【0038】表1から明らかなように、本発明の創傷被覆材は、膜表面に金属を存在させたので、この金属による抗菌作用によって細菌の増殖が抑制される。

【0039】表1から銀を存在させていないポリウレタンエラストマー膜は抗菌性が全くなく、銀を0.05分しか存在させる処理をしていない熱可塑性ポリウレタンエラストマー膜ではAg/C比が0.01であり、抗菌性を示さなかった。

【0040】

【表1】

| サンプル No. | 蒸着時間 (分) | Ag/C比 | 緑膿菌の 抗菌性 |
|-------------|-------------|-------|-------------|
| 1 | 0.05 | 0.01 | - |
| 2 | 0.5 | 0.20 | + |
| 3 | 2.0 | 1.45 | + |
| 4 | 4.0 | 7.40 | + |
| 5 | 蒸着せず | ----- | - |

- : 抗菌性なし

+ : 抗菌性あり

【0041】試験例3

実施例1および3により作製した創傷被覆材を用いて、ラットの皮膚欠損への組織反応試験を行なった。

【0042】ラット(Wistar-KY系、体重200～300g)の背部を剃毛後、背部皮膚に剥皮具(デルマトーム)を用いて、大きさ20×20mm、深さ10/100インチの創傷部を3箇所作製し、止血後、実施例1および実施例3で得られた創傷被覆材をそれぞれ創部に貼付したものとおよび開放創とし、実施例1および実施例3については、まず実施例1および実施例3の創傷被覆材に生理食塩水を含ませ創部に貼付、その上にさらに伸縮性のインサイドドレープ(登録商標Steri-Drape, 3M製)で覆った後、伸縮テープを用いて固定し、開放創については止血後そのままとして、自由給水自由給食で飼育した。3日後に麻酔屠殺した。

【0043】各創面から数箇所ずつ組織を採取し、組織標本作製した。組織を光学顕微鏡で観察した結果、開放創と比較して実施例1の創傷被覆材は組織反応が弱く、実施例3はさらに弱く若干認められるにすぎなかった。

【0044】そして、表皮化率は、創傷部が完全に表皮で覆われた状態を100%とした場合、開放創は22±5%、実施例1では70±3%、実施例3では82±3%であった。なお組織標本の数は各々5個である。この結果を図2に示す。

【0045】

【発明の効果】本発明の創傷被覆材は、熱傷、採皮創および皮膚剥削傷、外傷性皮膚欠損創等の疾患ないし、創傷による患部、特に火傷等の広範囲の創傷に適用された際に、水蒸気透過性とともな適当な湿度を保ちつつ水分透過性があり、創面との接触面を水和潤滑状態にして創面に密着し表皮再生を促進することができ、特に抗菌性を付与するための金属を存在させることによって、傷口への感染を防止することができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の創傷被覆材に重ねたガーゼの水分含有量の経時変化を示す。図1において、横軸は経過時間(分)、縦軸はガーゼの水分含有量(g)を表す。

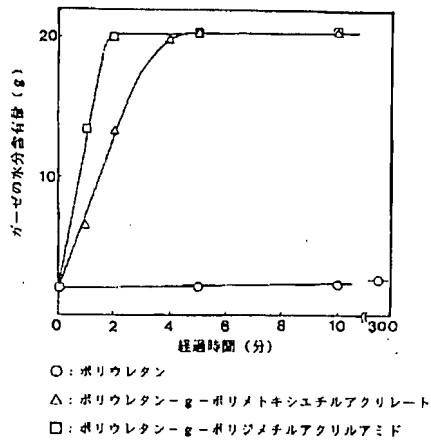
【図2】本発明の実施例1および3により作製した創傷

被覆材を用いて、ラットの皮膚欠損への組織反応試験の表皮化率の結果を示す棒状グラフである。図2において、縦軸は表皮化率(%) (創傷部が完全に表皮で覆われた状態を100%とした)である。

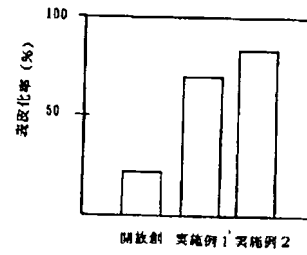
【符号の説明】

○: ポリウレタン、
△: ポリウレタン-g-ポリメトキシエチルアクリレート、
□: ポリウレタン-g-ポリジメチルアクリルアミド。

【図1】



【図2】



フロントページの続き

(51)Int. Cl.⁵

識別記号

庁内整理番号

F I

技術表示箇所

A 6 1 L 15/44